

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 494 392**

51 Int. Cl.:

**A61B 18/14** (2006.01)

**A61B 18/24** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.09.2009 E 09812772 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.06.2014 EP 2323597**

54 Título: **Aparato de uso personal de tratamiento cutáneo sin riesgo**

30 Prioridad:

**11.09.2008 US 95973 P**  
**23.10.2008 US 107744 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**15.09.2014**

73 Titular/es:

**SYNERON MEDICAL LTD. (100.0%)**  
**Industrial Zone, Tavor Building, P.O.Box 550**  
**20692 Yoqneam Illit, IL**

72 Inventor/es:

**ECKHOUSE, SHIMON;**  
**FLYASH, LION y**  
**VAYNBERG, BORIS**

74 Agente/Representante:

**CARPINTERO LÓPEZ, Mario**

**ES 2 494 392 T3**

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Aparato de uso personal de tratamiento cutáneo sin riesgo

**Campo técnico**

5 El aparato se refiere al campo de los procedimientos de tratamiento cutáneo y estética personal y, en particular, al de los procedimientos de tratamiento cutáneo sin riesgo.

**Antecedentes**

10 El aspecto externo es importante para casi todo el mundo. En los últimos años se han desarrollado procedimientos y aparatos para diferentes tratamientos cosméticos para mejorar el aspecto externo. Entre ellos se encuentran: la supresión de vello, el tratamiento de lesiones vasculares, la reducción de arrugas, la destrucción de colágeno, la reducción del perímetro, el rejuvenecimiento de la piel, y otros. En estos tratamientos, un volumen de piel destinado a su tratamiento es calentado a una temperatura suficientemente alta para llevar a cabo el tratamiento y producir uno de los efectos deseados del tratamiento. La temperatura de tratamiento típicamente oscila entre 38 y 60 grados Celsius.

15 Un procedimiento utilizado para calentar las capas epidérmica y dérmica de la piel es la energía de radiofrecuencia (RF) por impulsos o continua. En este procedimiento, unos electrodos son aplicados sobre la piel y un voltaje de RF, de una forma continua o por impulsos, es aplicado por medio de los electrodos. Las propiedades del voltaje se seleccionan para generar una corriente inducida de RF en la piel que hay que tratar. La corriente calienta la piel hasta la temperatura requerida y provoca un efecto deseado, llevando a cabo uno o más de los tratamientos relacionados en las líneas anteriores.

20 Otro procedimiento utilizado para calentar las capas epidérmica y dérmica de la piel es la iluminación del segmento de piel que hay que tratar mediante una radiación óptica, típicamente infrarroja (IR). En este procedimiento, un segmento de piel es iluminado por radiación óptica de un modo continuo o por impulsos. La potencia de la radiación se ajusta para producir un efecto cutáneo deseado. La radiación IR calienta la piel a la temperatura requerida y produce uno o más de los efectos deseados.

25 Un procedimiento adicional utilizado para calentar las capas epidérmica y dérmica de la piel es la aplicación de energía ultrasónica a la piel. En este procedimiento, unos transductores ultrasónicos son acoplados a la piel aplicándose energía ultrasónica a la piel entre los transductores. Las propiedades de la energía ultrasónica se seleccionan para calentar un volumen elegido de la piel (generalmente el volumen entre los electrodos) a una temperatura deseada, produciendo uno o más de los efectos de tratamiento deseados, que pueden ser la  
30 eliminación de vello, la destrucción de colágeno, la reducción del perímetro, el rejuvenecimiento de la piel, y otros.

Existen procedimientos que, de forma simultánea, aplican una combinación de una o más de las técnicas de calentamiento de la piel. Dado que todos los procedimientos alteran la temperatura de la piel, el control de la temperatura es frecuentemente utilizado para controlar el tratamiento. Con el fin de controlar continuamente la temperatura de la piel, podrían introducirse unos sensores apropiados, como por ejemplo un termopar o un termistor,  
35 dentro de los electrodos o de los transductores a través de los cuales la energía fuera aplicada a la piel. A pesar del control de la temperatura, sigue existiendo un determinado riesgo potencial de daños a la piel, dado que el tiempo de respuesta de los sensores depende de la conductividad térmica desde la piel hasta el sensor y por dentro del sensor, y puede ser demasiado largo y hasta perjudicial para la piel antes de que el sensor reduzca o suspenda la potencia de calentamiento de la piel. Hasta cierto punto, este riesgo se puede evitar reduciendo el límite de la  
40 temperatura de parada actuando sobre las fuentes de radiación óptica, de la energía de RF, y de la energía ultrasónica. Sin embargo, ello limitaría la energía de RF transmitida a la piel y la eficacia del tratamiento. En algunos casos, por ejemplo, cuando el aplicador es estático, la temperatura de la piel (y de los electrodos) puede aumentar de una manera lo suficientemente rápida para provocar daños a la piel.

45 El documento US-A1-2008/004678 divulga un procedimiento y un sistema para calentar una superficie de piel de un individuo de una temperatura inicial a una temperatura de tratamiento. Un generador de RF proporciona una energía de tensión de RF de onda continua o una tensión de RF de donde casi continua a través de un primer y segundo electrodos, donde al menos el primer electrodo está asociado a un aplicador que se desplaza sobre la superficie de la piel. El sistema incluye, además, un dispositivo de medición de la temperatura de la piel o un dispositivo de medición de velocidad de desplazamiento del aplicador; y una CPU que vigila una temperatura de la piel o una  
50 velocidad de desplazamiento del aplicador. La CPU apaga la energía de RF cuando la temperatura de la piel es superior a una temperatura predeterminada o la velocidad de desplazamiento del aplicador es inferior a una velocidad predeterminada, con el fin de evitar un recalentamiento de la piel.

El documento US-B2-7251531 divulga sistemas, software, dispositivos y procedimientos para calentar terapéuticamente un tejido de soporte estructural colagenoso dentro de un sistema de soporte pélvico del cuerpo de un paciente. Los sistemas, software, dispositivos y procedimientos pueden usarse para vigilar el suministro de energía y ajustar el suministro de energía durante el tratamiento de manera que un tiempo de tratamiento real para alcanzar una temperatura objetivo cae dentro de un intervalo de tiempo de tratamiento deseado de alcance de la

temperatura objetivo. Los sistemas, software, dispositivos y procedimientos se pueden usar para ajustar el nivel de potencia después de haber alcanzado la temperatura objetivo para que de este modo el tejido se mantenga en la temperatura objetivo durante un tiempo de permanencia deseado.

- 5 Los dispositivos que administran energía a la piel, como por ejemplo electrodos, transductores y similares, están generalmente empaquetados en un envoltorio adecuado, un aplicador, operativo para ser sujeto y desplazarse a través de la piel. El usuario tiene que ajustar la velocidad de movimientos del aplicador a un suministro de energía determinado de calentamiento cutáneo constante para hacer posible un tratamiento cutáneo óptimo o adecuado. Sin embargo, actualmente el usuario no cuenta con una indicación acerca de si la velocidad del aplicador seleccionada es adecuada o no.
- 10 Se necesita contar con un procedimiento para avisar o poner de manifiesto al usuario lo más pronto posible los cambios no deseados de la temperatura de la piel o de los electrodos. Así mismo, se necesita hacer posible que el usuario adapte la velocidad de movimientos del aplicador al suministro de energía constante de calentamiento de la piel, permitiendo un tratamiento cutáneo óptimo o adecuado. Esto es especialmente importante en relación con el campo en rápido desarrollo de los aparatos de tratamiento cutáneo personales que hagan posible su empleo sin riesgo, dado que el usuario típico de dichos aparatos puede ser inexperto.
- 15

### **Breve resumen**

De acuerdo con la invención se proporciona un aplicador según se especifica en la reivindicación 1

- 20 Cuando se aplica energía de calentamiento a un segmento de piel que hay que tratar y el aplicador es desplazado de un segmento de piel a otro, hay una diferencia en la tasa de aumento o cambio de la temperatura de la piel, la cual depende de la velocidad de desplazamiento del aplicador. Cuando el aplicador es desplazado con demasiada rapidez, la tasa a la cual aumenta la temperatura de la piel es considerablemente inferior a la tasa de incremento de la temperatura en el desarrollo de una velocidad de desplazamiento del aplicador "adecuada". Una tasa de cambio de la temperatura elevada es indicativa de un aplicador estático, una situación que puede provocar quemaduras, ampollas y otros daños a la piel. Una velocidad adecuada de desplazamiento del aplicador puede, por tanto, conseguirse mediante el control de la tasa de cambio de la temperatura de la piel.
- 25

### **Breve relación de los dibujos**

- 30 El aparato está específicamente indicado y claramente reivindicado en la parte final de la memoria descriptiva. El aparato puede entenderse mejor con referencia a la descripción detallada subsecuente tomada en combinación con los dibujos que se acompañan, en los cuales los mismos caracteres de referencia se refieren a las mismas partes a lo largo de las diferentes vistas. Los dibujos no son necesariamente a escala.

La FIG. 1 es una ilustración esquemática de una forma de realización ejemplar del aparato para el tratamiento cutáneo personal.

- 35 Las FIG. 2A y 2B son ilustraciones esquemáticas de los lados frontal y lateral de la primera forma de realización ejemplar del aplicador de la invención configurado para aplicar energía de RF a un segmento de piel.

La FIG. 3 es una ilustración esquemática de la dependencia de la temperatura de la piel (y de los electrodos de RF) respecto de la velocidad de desplazamiento del aplicador.

Las FIG. 4A y 4B son ilustraciones esquemáticas de un contacto total e insuficiente del electrodo con un segmento de piel.

- 40 La FIG. 5 es una ilustración esquemática ejemplar de la dependencia de la impedancia de la piel respecto de la calidad del contacto electrodo - piel.

Las FIG. 6A - 6E son ilustraciones esquemáticas de algunas configuraciones ejemplares de los electrodos del aplicador de la invención.

- 45 La FIG. 7 es una ilustración esquemática de una segunda forma de realización ejemplar del aplicador de la invención que incluye una sonda de la temperatura de la piel configurada para medir el nivel de energía de RF aplicada a un segmento de piel.

La FIG. 8 es una ilustración esquemática de una tercera forma de realización ejemplar del aplicador de la invención configurado para aplicar energía de RF y radiación óptica a un segmento de piel.

- 50 La FIG. 9 es una ilustración esquemática de una cuarta forma de realización ejemplar del aplicador de la invención configurado para aplicar energía ultrasónica a un segmento de piel.

La FIG. 10 es una ilustración esquemática de una quinta forma de realización ejemplar del aplicador de la invención configurado para aplicar energía ultrasónica y radiación óptica a un segmento de piel.

La FIG. 11 es una ilustración esquemática de una sexta forma de realización ejemplar del aplicador de la invención configurado para aplicar energía de RF, energía ultrasónica y radiación óptica a un segmento de piel.

5 La FIG. 12 es una ilustración esquemática de una séptima forma de realización ejemplar del aplicador de la invención configurado para aplicar energía de RF, energía ultrasónica y radiación óptica a un segmento de piel conformado como una protrusión.

### **Descripción detallada de formas de realización ejemplares**

10 En la descripción detallada que sigue, se hace referencia a los dibujos que se acompañan que forman parte de la misma. Esto se muestra a modo de ilustración de diferentes formas de realización en las cuales el aparato puede llevarse a la práctica. Debido a que los componentes de las formas de realización del aparato de la invención pueden estar dispuestos en diversas orientaciones, la terminología direccional se utiliza con fines de ilustración y de ningún modo es limitativa. Se debe entender que pueden ser utilizadas otras formas de realización, y pueden llevarse a cabo cambios estructurales o lógicos sin apartarse del ámbito del aparato de la invención. La descripción detallada que sigue, por tanto, no debe ser tomada en sentido limitativo, y el alcance del aparato de la invención se define por las reivindicaciones adjuntas.

15 Según se utiliza en la presente memoria, la expresión “tratamiento de la piel” incluye el tratamiento de diversas capas cutáneas, por ejemplo el estrato córneo, la dermis, la epidermis, los procedimientos de rejuvenecimiento de la piel, la eliminación de arrugas, y procedimientos tales como la eliminación de vello y la retracción o destrucción del colágeno.

20 La expresión “superficie de la piel” se refiere a la capa de piel más externa, la cual puede ser el estrato córneo, la epidermis o la dermis.

Según se utiliza en la presente memoria, la expresión “tasa de cambio de la temperatura” significa un cambio de la temperatura de la piel o de los electrodos medido en unidades de temperatura por unidad de tiempo.

25 La expresión “energía de calentamiento de la piel” incluye la energía de RF, la energía ultrasónica, la radiación óptica y / u otras formas de energía capaces de calentar la piel.

30 Se hace referencia a la FIG. 1, la cual es una ilustración esquemática de una primera forma de realización del aparato para el tratamiento sin riesgo de la piel. El aparato 100 comprende un aplicador 104 operativo para deslizarse a lo largo de la piel (no mostrada) de un sujeto, una unidad 108 de control que controla la operación del aparato 100, y un arnés 112 que conecta el aplicador 104 y la unidad 108 de control. El arnés 112 permite la comunicación eléctrica, de fluido, y de otro tipo entre el aplicador 104 y la unidad 108 de control.

35 La unidad 108 de control puede incluir una fuente de energía 116 de calentamiento de la piel, la cual puede ser una fuente del tipo de un generador de energía de RF, una fuente de radiación óptica o una fuente de radiación ultrasónica. La unidad 108 de control puede incluir unos elementos electrónicos que pueden ser implantados como una placa 120 de circuito impreso integrada por componentes adecuados. La placa 120 puede estar situada, junto con la unidad 108 de control, dentro de un embalaje 124 común. La placa 120 puede incluir un circuito 128 cerrado de realimentación configurado para vigilar, durante el desarrollo de la operación, la calidad de la energía de calentamiento de la piel aplicada por el acoplamiento de la piel y por un bucle 132 cerrado de realimentación para vigilar la temperatura de un segmento de piel tratado y derivar de ello la tasa de cambio de la temperatura. El aparato 100 puede recibir un suministro de potencia procedente de un receptáculo de red de suministro eléctrico regular o procedente de una batería recargable o convencional.

40 El aplicador 104 puede incluir uno o más electrodos 140 de suministro de energía de RF, un indicador 144 visual del avance del tratamiento de la piel, y un indicador 168 auditivo del avance del tratamiento de la piel. Los indicadores pueden ser configurados para informar o significar al usuario el estado de la interacción de la energía de RF con la piel y alertar al usuario acerca de la velocidad no deseable de desplazamiento del aplicador o de variaciones de la energía de RF. Por ejemplo, si la velocidad de desplazamiento del aplicador es más lenta que la velocidad de desplazamiento deseada o adecuada, un indicador auditivo del avance del proceso alertará o informará al usuario por medio de la señal auditiva. El indicador del estado visual puede ser operativo para indicar o alertar al usuario con una señal que la velocidad de desplazamiento del aplicador es más elevada que la velocidad de desplazamiento deseada. Es posible cualquier otra combinación de operación del indicador del avance del progreso auditivo y visual.

45 50 Las FIG. 2A y 2B son ilustraciones esquemáticas de vistas frontal y lateral de una segunda forma de realización del aplicador de la invención. El aplicador 200 incluye una plancha 204 fácil de sujetar que incorpora uno o más electrodos 208 operativos para aplicar niveles seguros de energía del calentamiento de la piel a la piel 212 de un sujeto. La energía de calentamiento de la piel, en este caso particular, es energía de RF. Un sensor de la temperatura, como por ejemplo un termistor o un termopar 214 está integrado en uno o más de los electrodos 208 y es operativo para proporcionar la lectura de la temperatura de los electrodos a un bucle 132 cerrado de realimentación que opera un circuito de control de ajuste de la energía de RF, el cual puede ser implantado como una placa 222 de circuito impreso.

Se ha descubierto de forma experimental que el cambio de temperatura del segmento de piel situado entre los electrodos de RF y los electrodos en contacto con la piel en un nivel constante de energía de calentamiento de la piel, depende de la velocidad de desplazamiento del aplicador. La FIG. 3 ilustra de forma esquemática la piel y la dependencia de la temperatura de los electrodos de RF sobre la velocidad de desplazamiento del aplicador. La curva 300 ilustra la tasa de cambio de la temperatura para un indicador estático. Las curvas 304 y 312 ilustran la tasa de cambio de la temperatura como una función de la velocidad de desplazamiento del aplicador. La velocidad de desplazamiento del aplicador fue, respectivamente, de 5 cm/seg y de 10 cm/seg. (Los gráficos se ofrecen para un termistor con un coeficiente de temperatura negativo). Pueden ser empleados otros detectores de la temperatura por termistor, como por ejemplo termopares, detectores de la temperatura de la resistencia (RTD), y detectores ópticos sin contacto, como por ejemplo un pirómetro y dispositivos similares. El termistor fue seleccionado, dado que posee una mayor precisión dentro de un intervalo de temperaturas limitado y un tiempo de respuesta más rápido.

Con referencia una vez más a las Fig. 1, 2A y 2B, el circuito 222 de control incluye un mecanismo 132 configurado para generar una tasa de cambio de la temperatura en base a las lecturas del sensor 214 de la temperatura. La tasa de cambio de la temperatura puede ser medida en grados (Celsius o cualquier otra unidad de temperatura) por unidad de tiempo. Como alternativa, puede incorporarse un circuito integrado a medida que incluya el termistor 214 y un mecanismo para convertir la temperatura en la tasa de cambio de la temperatura. La medición de la temperatura puede ser convertida en una tasa de cambio de la temperatura utilizando ya sea circuitos de conversión digitales o analógicos.

La transferencia de calor desde la piel hasta el electrodo y, en consecuencia, la temperatura medida por el sensor de la temperatura depende en gran medida de la calidad del contacto entre el electrodo y la piel. Las diferencias de la calidad del contacto podrían provocar grandes variaciones en la medición de la temperatura. Un contacto firme entre los electrodos 208 y la piel 212 del sujeto, como se ilustra en la FIG. 4A, soporta un tiempo de respuesta corto del sensor de la temperatura con relación a las variaciones de la temperatura de la piel, mientras que con un contacto deficiente, como se ilustra en la FIG. 4B, el tiempo de respuesta del sensor de la temperatura puede ser mucho más largo. Con el fin de mejorar el contacto de los electrodos de RF con la piel, un gel de acoplamiento es aplicado a la piel 212 mejorando, hasta cierto punto, la transferencia de calor y el acoplamiento de energía de RF. El gel, sin embargo, no resuelve completamente el problema o no compensa un contacto electrodo - piel deficiente o inadecuado.

La energía de RF acoplada a la piel induce una corriente eléctrica que calienta la piel. La corriente depende de la impedancia de la piel, la cual es una función de la calidad del contacto de los electrodos de RF con la piel. La FIG. 5 es una ilustración esquemática ejemplar de la dependencia de la impedancia de la piel respecto de la calidad de los electrodos con el contacto de la piel. La temperatura medida por el sensor depende de la tasa real del intercambio térmico entre el electrodo y la piel y de la calidad del electrodo con el contacto de la piel. Puede ser detectado un contacto apropiado entre los electrodos 208 y la piel 212 (Fig. 2A y 2B) durante el tratamiento vigilando la impedancia de la piel entre los electrodos 208 como se divulga en la Patente estadounidense No. 6,889,090 del mismo cesionario. La medición de la impedancia es un excelente indicador de la calidad del contacto. Una baja impedancia entre los electrodos 208 y la piel 212 (FIG. 2A y 2B) significa que existe un contacto firme entre el electrodo y la piel y, en consecuencia, el sensor de la temperatura puede seguir los cambios de la temperatura de la piel de una forma suficientemente rápida. Así mismo, pueden ser aplicados otros procedimientos de control de la impedancia conocidos.

En general, es posible medir la calidad del contacto térmico por medio de la tasa de calentamiento (o cambio de temperatura) del sensor de la temperatura, pero la medición no proporcionaría una indicación acerca de si la tasa de calentamiento es efectivamente rápida o lenta, dado que puede verse afectada por el contacto firme o deficiente electrodo - piel. La medición de la impedancia es independiente de las mediciones del sensor de la temperatura. La vigilancia continua de la impedancia proporciona una calidad del contacto electrodo - piel y permite que sea eliminada la influencia del contacto térmico de la piel de los electrodos sobre la tasa de la medición del cambio de la temperatura.

Por tanto, el circuito 222 de control incluye un mecanismo 128 (FIG. 2B) configurado para vigilar continuamente la impedancia de la piel mediante la medición de la corriente eléctrica entre los electrodos 140 (Fig. 1) o 208 (Figs. 2A y 2B). La vigilancia continua de la calidad de los contactos con la piel elimina la influencia del contacto electrodo - piel sobre la tasa de variaciones de la temperatura convirtiendo la tasa de variaciones de la temperatura en un indicador objetivo de la interacción de la energía de RF de la piel y del estado del tratamiento.

Las FIG. 6A, 6B, 6C, 6D y 6E son ilustraciones esquemáticas de configuraciones ejemplares de electrodos de RF del aplicador de la invención. Los electrodos 604 pueden ser cuerpos alargados con forma ovalada, rectangular o de otro tipo. En una forma de realización (FIG. 6A), un electrodo 604 es un cuerpo macizo conductor de la corriente eléctrica. En otra forma de realización (FIG. 6B), un electrodo 616 puede ser un cuerpo flexible de conducción de la corriente eléctrica. Un electrodo flexible es capaz de adaptar su configuración, mostrada mediante la línea de puntos 620, a la topografía de la piel del sujeto tratado permitiendo un mejor contacto con la piel. En otra forma de realización adicional más, el electrodo 604 puede ser un electrodo hueco (un electrodo hueco generalmente presenta una masa térmica menor que un electrodo macizo de tamaño comparable). La FIG. 6C muestra un aplicador 624 que contiene tres electrodos 628 de configuración equivalente. La FIG. 6D muestra un aplicador 632

que contiene una pluralidad de electrodos 636 de configuración equivalente. Los electrodos pueden adoptar configuraciones redondas, elípticas, ovaladas, rectangulares o de otro tipo según sea oportuno en una aplicación concreta. La configuración concreta de los electrodos se potencia al máximo para calentar la piel en el área existente entre los electrodos.

5 Los electros de RF están típicamente fabricados en cobre o níquel revestido de aluminio o en otros metales caracterizados por una conductividad térmica satisfactoria. Los electrodos presentan unos bordes redondeados con el fin de evitar puntos calientes sobre la superficie de la piel cerca de los bordes de los electrodos. Los bordes redondeados de los electrodos permiten, así mismo, un desplazamiento suave del aplicador 104 (FIG. 1) o 204 (FIG. 2) a través de la superficie de la piel. Las FIG. 6A a 6D ilustran sistemas de electrodos bipolares. La FIG. 6E ilustra un sistema 640 de electrodos unipolar. Cada uno de los electrodos puede contener un sensor 644 de la temperatura configurado para medir la temperatura del electrodo en el transcurso de la operación. El sensor 644 de la temperatura puede alojarse dentro del electrodo o formar un plano continuo con una de sus superficies. Por ejemplo, en la Fig. 6B la superficie 648 forma un contacto directo con la piel permitiendo una medición directa de la temperatura de la piel.

15 Los electrodos 604 metálicos macizos pueden presentar una masa térmica relativamente voluminosa y requerir tiempo hasta que se establezca la correcta lectura del sensor 644 de la temperatura. La FIG. 7 es una ilustración esquemática de otra forma de realización ejemplar del aplicador de la invención. El sensor 644 de la temperatura puede estar situado en una sonda 704 cargada por resorte con una masa térmica pequeña, en comparación con los electrodos, y adaptado, para un desplazamiento deslizante a través de la piel 212 del sujeto. Dependiendo del tamaño del segmento de piel tratado, puede haber una o más sondas 704 con cada sonda 704 que incorporen un sensor 644 de la temperatura. El procesamiento de las lecturas del sensor de la temperatura es similar a la forma de procesamiento descrita con anterioridad y está dirigido a definir la tasa de cambio de la temperatura de la piel, o a dar a conocer e informar al usuario acerca de los valores extremos de la temperatura. El uso de una pluralidad de sondas 704 incorporando cada sonda 704 un sensor 644 de la temperatura permite una medición de la temperatura más precisa y una tasa de verificación del cambio de la temperatura y un cartografiado uniforme del perfil térmico del segmento de piel tratado.

Los electrodos 704 del aplicador 700 pueden estar revestidos con una capa de metal delgada suficiente para la aplicación de energía de RF, pudiendo los propios electrodos estar fabricados en material de plástico o composite. Tanto los materiales plásticos como composite son conductores térmicos deficientes y un sensor de la temperatura situado en dichos electrodos no permitiría una lectura suficientemente rápida de la temperatura para una corrección de la energía de RF y no puede proporcionar una lectura correcta. La adición de un sensor de la temperatura situado en una sonda 712 cargada por resorte permite la vigilancia rápida de la temperatura incluso con electrodos de plástico. Esto simplifica la construcción del electrodo y permite desechar los electrodos 704 cuando se requiera para el tratamiento del siguiente sujeto, y la variación de la forma de los electrodos en cuanto sea apropiada para tratamientos de la piel diferentes. En una forma de realización alternativa, el sensor de la temperatura puede ser un sensor óptico sin contacto, como por ejemplo un pirómetro.

Es una práctica establecida aplicar un gel de acoplamiento a la piel antes de aplicar la energía de RF, mejorando hasta cierto punto la transferencia de calor y el acoplamiento de la energía de RF. De acuerdo con ello, el aplicador 700 puede incluir un distribuidor 752 opcional de gel similar o diferente del distribuidor 152 de gel (FIG. 1 y 2). El distribuidor 752 de gel puede ser operado manual o automáticamente. El gel típicamente sería seleccionado para que tuviera una resistencia eléctrica mayor que la de la resistencia de la piel. En algunas formas de realización, un depósito de gel puede ser alojado dentro de la unidad 108 de control (FIG. 1) y ser suministrado a la piel que hay que tratar con la ayuda de una bomba (no mostrada).

La FIG. 8 es una ilustración esquemática de una forma de realización ejemplar adicional del aplicador de la invención. El aplicador 800 incluye una fuente de radiación 804 óptica localizada entre los electrodos 808 y configurada para iluminar al menos el segmento de piel situado entre los electrodos 808. La fuente de radiación óptica puede ser una de un grupo que consiste en lámparas incandescentes y lámparas optimizadas y aditivadas para la emisión de radiación roja e infrarroja, y un reflector 820 que dirija la radiación hacia la piel, un LED, y un diodo láser. El espectro de la radiación óptica emitida por las lámparas puede oscilar entre 400 y 2400 nm y la energía óptica emitida puede oscilar entre 100mW y 20W. Un filtro 812 óptico puede ser seleccionado para transmitir radiación roja e infrarroja con el fin de transmitir una longitud de onda deseada hacia la piel. Un filtro 812 puede ser situado entre la piel y la lámpara y puede servir como base de montaje para uno o más electrodos 808. El reflector 820 recoge y dirige la radiación emitida por la lámpara 804 hacia un segmento de piel que hay que tratar. Cuando los LED son utilizados como fuentes de emisión de radiación, sus longitudes de onda pueden ser seleccionadas de forma que proporcionen el tratamiento deseado, eliminando la necesidad de un filtro especial. Un solo LED con emisores de longitud de onda múltiples puede también ser utilizado.

La operación de la fuente de la radiación 804 óptica potencia el efecto de piel deseado provocado por la corriente inducida de energía de RF. Todas las estructuras de los electrodos descritas con anterioridad, los indicadores de señal visuales y auditivos son, *mutatis mutandis*, aplicables a los respectivos elementos del aplicador 800. Un sensor 828 de la temperatura puede ser situado en uno o más electrodos 808 o unas sondas similares a las sondas 708 (Fig. 7A) pueden ser añadidas (no mostradas) y situadas para no enmascarar la radiación óptica. Un distribuidor 830

de gel operado manual o automáticamente, similar al distribuidor 152 de gel (FIG. 1 y 2) puede ser parte del aplicador 800.

La FIG. 9 es una ilustración esquemática de una cuarta forma de realización ejemplar, del aplicador de la invención configurado para aplicar energía ultrasónica a un segmento de piel conformado como una protrusión. La energía ultrasónica es otro tipo de energía de calentamiento de la piel. La energía ultrasónica es aplicada a la piel de un sujeto con la ayuda de un aplicador 900, el cual puede incluir un transductor 904 ultrasónico tradicional y una o más sondas 908 de la temperatura dispuestas para proporcionar la temperatura de la sección 912 de la piel tratada. El transductor 904 puede tener una forma curvada o plana y estar configurado para su cómodo desplazamiento sobre la piel. Las líneas 916 muestran de forma esquemática el volumen 912 de piel calentado por la energía / ondas ultrasónicas/s.

La FIG. 10 es una ilustración esquemática de una quinta forma de realización ejemplar del aplicador de la invención configurado para aplicar energía ultrasónica y radiación óptica a un segmento de piel. La energía ultrasónica es aplicada a la piel 1012 de un sujeto con la ayuda de un aplicador 1000, el cual puede incluir un transductor 1004 ultrasónico de antena de elementos múltiples en fase, una o más sondas 1008 de la temperatura dispuestas para proporcionar la temperatura del segmento 1012 de la piel tratada, y una o más fuentes 1016 de radiación óptica. Unos elementos 1020 individuales que forman el transductor 1004 pueden estar dispuestos en un orden deseado y emitir energía 1024 ultrasónica para calentar la profundidad deseada del segmento 1020 de piel. Las fuentes 1016 de radiación óptica pueden ser configuradas para radiar el mismo segmento 1012 de piel tratado por ultrasonidos, acelerando la generación del efecto cutáneo deseado.

La FIG. 11 es una ilustración esquemática de una sexta forma de realización ejemplar del aplicador de la invención configurado para aplicar energía de RF, energía ultrasónica y radiación óptica a un segmento de la piel. La FIG. 11 es una vista desde arriba de un aplicador 1100 configurado para la aplicación a un segmento de piel 1112. El aplicador 1100 puede incluir uno o más transductores 1120 de ondas ultrasónicas configurados para acoplar la energía ultrasónica a la piel 1112, uno o más electrodos 1124 de suministro de energía de RF, y una o más fuentes 1128 de radiación óptica. El aplicador 1100 incluye también una o más sondas 1116 de la temperatura similares a las sondas de la temperatura descritas con anterioridad. Los transductores 1120 de ondas ultrasónicas están configurados para cubrir el segmento de piel 1112 lo mayor posible. Los electrodos 1124 de suministro de energía pueden estar dispuestos para administrar una corriente de calentamiento de la piel en la dirección perpendicular a la de propagación de la energía ultrasónica. Puede ser detectada la presencia de un firme contacto de la piel 1112 con los electrodos 1124, por ejemplo mediante la medición de la impedancia de la piel. El firme contacto de la piel 1112 con los transductores 1120 de ondas ultrasónicas puede ser detectado midiendo la potencia de la energía ultrasónica reflejada desde la piel 1112.

La FIG. 12 es una ilustración esquemática de una octava forma de realización ejemplar del aplicador de la invención configurado para aplicar energía de RF, energía ultrasónica y radiación óptica a un segmento de piel conformado como una protrusión. El aplicador 1200 es una placa con forma de campana con un segmento 1204 interno que contiene uno o más transductores 1208 de ondas ultrasónicas, uno o más electrodos 1212 de suministro de energía de RF y, de manera opcional, una o más fuentes 1216 de radiación óptica. Una bomba 1220 de vacío está conectada al segmento 1204 interno del aplicador 1200. Cuando el aplicador 1200 es aplicado a la piel 1224, el segmento 1204 interno resulta herméticamente cerrado. El accionamiento de la bomba 1220 de vacío evacúa el aire desde el segmento 1204 interno. Una presión negativa en el segmento 1204 interno introduce la piel 1224 en el segmento 1204 interno formando una protrusión 1228 cutánea. A medida que la protrusión 1228 cutánea crece, ocupa un mayor volumen de segmento 1204 interno, y se expande de manera uniforme por dentro del segmento. La expansión de la protrusión permite un contacto firme de la piel 1224 con los electrodos 1212. Cuando se establece un contacto firme entre la protrusión 1228 cutánea y los electrodos 1212, la energía de RF es suministrada a la protrusión 1228 cutánea. La presencia de un contacto firme de la piel 1224 con los electrodos 1212 puede ser detectada, por ejemplo, midiendo la impedancia de la protrusión 1224 cutánea, de acuerdo con lo analizado anteriormente en la presente memoria.

El aplicador 1200 incluye también uno o más transductores 1208 de ondas ultrasónicas configurado para acoplar la energía ultrasónica a la protrusión 1224 cutánea. Los transductores 1208 ultrasónicos pueden ser transductores convencionales o transductores de antena de elementos múltiples en fase.

El aplicador 1200 y otros aplicadores descritos pueden contener dispositivos adicionales que soporten el enfriamiento de la piel y los electrodos, circuitos de control auxiliares, cableados, y tubuladuras no mostradas en aras de la sencillez expositiva. Un enfriador termoeléctrico o un fluido refrigerante pueden proporcionar el enfriamiento. La bomba de fluido de enfriamiento puede ser situada en una carcasa de la unidad de control común.

Para los procedimientos de tratamiento cutáneos el usuario acopla el aplicador a un segmento de piel, activa una o más fuentes de energía de calentamiento y aplica la energía a la piel. Por ejemplo, la aplicación de energía de RF o de energía ultrasónica a la piel, o la radiación de la piel con la radiación óptica. La energía de RF interactúa con la piel induciendo una corriente en la piel que calienta al menos el segmento situado entre los electrodos. El calor produce el efecto deseado sobre la piel, el cual puede ser la eliminación de arrugas, la eliminación de vello, la retracción o destrucción de colágeno y otros tratamientos cosméticos cutáneos. Con el fin de mejorar la RF con

respecto al acoplamiento de la piel el segmento de piel tratado puede ser primeramente revestido por una capa de un gel apropiado que presente típicamente una resistencia mayor que la de la piel.

5 La energía ultrasónica provoca vibraciones mecánicas de las células cutáneas. La fricción entre las células vibratorias calienta el volumen de piel situado entre los transductores y permite el efecto de tratamiento deseado, que puede ser el modelado corporal, la firmeza y el rejuvenecimiento cutáneos, el tratamiento del colágeno, la supresión de arrugas y otros efectos cutáneos estéticos de tratamiento.

10 La aplicación de radiación óptica con una longitud de onda apropiada sobre la piel provoca un incremento en la temperatura de la piel, dado que la piel absorbe al menos parte de la radiación. Cada una de las energías de calentamiento de la piel mencionadas puede ser aplicada a la piel por sí sola o en cualquier combinación de ellas para provocar el efecto cutáneo deseado.

15 Para el tratamiento cutáneo el usuario o el operador desplaza continuamente el aplicador a través de la piel. Cuando el usuario desplaza el aplicador a una velocidad inferior a la deseada o a la velocidad apropiada, un indicador de señal auditiva alerta la atención del usuario y evita potenciales quemaduras cutáneas. El sensor de la temperatura continuamente mide la temperatura y puede cerrar el suministro de energía de RF cuando la tasa de incremento o cambio de la temperatura es demasiado rápido o cuando la temperatura absoluta medida sobrepasa el límite preestablecido. Cuando el usuario desplaza el aplicador a una velocidad superior a la deseada o a la velocidad apropiada, la tasa de cambio de la temperatura es menor que la deseada. El indicador de señal visual alerta la atención del usuario y evita la formación de segmentos de piel tratados de manera defectuosa o infratratados. Esto mantiene la eficacia adecuada del tratamiento cutáneo.

20 El aplicador puede ser configurado para cambiar automáticamente la energía de RF acoplada a la piel. En dicho modo operativo, en el que el aplicador es desplazado a una velocidad casi constante, un controlador en base a la tasa de cambio de la temperatura puede ajustar de forma automática el valor o magnitud de la energía de RF acoplada a la piel. Por ejemplo, con una tasa elevada de cambio de temperatura la magnitud de la energía de RF acoplada a la piel será adaptada y reducida para que se corresponda con la velocidad de desplazamiento del aplicador. Con tasas inferiores de cambio de la temperatura, la magnitud de la energía de RF acoplada a la piel se incrementará para que se corresponda con la velocidad de desplazamiento del aplicador. El usuario u operador pueden ser simultáneamente alertados de la manera divulgada en la presente memoria con anterioridad. Así mismo, este modo operativo mantiene la adecuada eficacia del tratamiento cutáneo.

30

35



**REIVINDICACIONES**

1.- Un aplicador para la aplicación sin riesgo de uno o más tipos de energía de calentamiento de la piel a una piel de un sujeto, poniendo el aplicador en contacto con la piel y desplazando el aplicador por la piel, comprendiendo dicho aplicador:

5 al menos un electrodo de RF (140, 208) para aplicar niveles seguros de energía de calentamiento de la piel a la piel;

un sensor de temperatura (214, 644, 828, 908, 1008) situado en una sonda (704) cargada por resorte y adaptada para un desplazamiento deslizando a través de la piel (212) del sujeto y operativa para proporcionar una indicación de la temperatura de la piel; y

10 un mecanismo operativo para convertir dicha temperatura de la piel en la tasa de cambio de temperatura de la piel;

dicho aplicador **se caracteriza porque**

la influencia del contacto térmico de la piel con el electrodo sobre la tasa de medición de cambio de la temperatura de la piel se elimina por vigilancia continua de la impedancia.

15 2.- El aplicador de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la fuente de energía de calentamiento de la piel también comprende al menos uno de un grupo que consiste en una fuente de radiación óptica configurada para irradiar la piel, y una fuente de energía ultrasónica configurada para emplear uno o más transductores de ultrasonidos (904, 1004, 1208) para aplicar energía de ultrasonidos a la piel.

20 3.- El aplicador de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho al menos un electrodo es un electrodo amovible que es uno de un grupo que consiste en electrodos sólidos, flexibles y huecos que tienen cuerpos alargados y curvados hechos de metal conductor térmico, plástico recubierto de metal o material compuesto.

4.- El aplicador de acuerdo con la reivindicación 2, en el que dichos transductores de ultrasonidos (904, 1004, 1208) son uno de un grupo que consiste en transductores convencionales y de antena de elementos múltiples en fase.

25 5.- El aplicador de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el sensor de temperatura (214, 644, 828, 908, 1008) es uno de un grupo que consiste en un termistor, termopar, detectores de temperatura de resistencia, y un pirómetro y en el que el sensor de temperatura está asociado a al menos uno del grupo que consiste en al menos una sonda de temperatura y un electrodo de RF

30 6.- El aplicador de acuerdo con la reivindicación 2, en el que la fuente de radiación óptica es una de un grupo que consiste en lámparas incandescentes y lámparas optimizadas para la emisión de radiación roja e infrarroja y un reflector, fuente de luz pulsada intensa, un LED, y un diodo láser.

35 7.- El aplicador de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende, además, un indicador de señal visual (144) y un indicador de señal de audio (168), y en el que el indicador de señal visual (144) es operativo para indicar que la velocidad de desplazamiento del aplicador es más rápida que la velocidad apropiada de desplazamiento y el indicador de audio (168) es operativo para señalar que la velocidad de desplazamiento del aplicador es inferior a la velocidad apropiada de desplazamiento del aplicador.

8.- El aplicador de acuerdo con la reivindicación 7, en el que el indicador de señal visual (144) es operativo para indicar que el nivel de energía de calentamiento de la piel es inferior al necesario, y el indicador de audio (168) es operativo para señalar que el nivel de energía de calentamiento de la piel es superior al necesario.

40

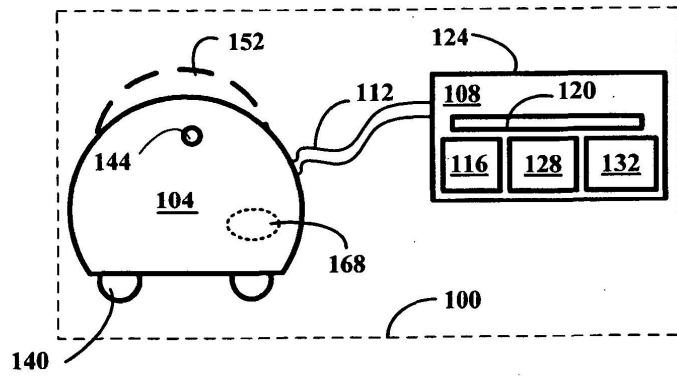


FIG. 1

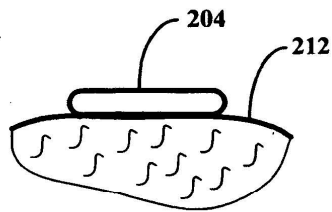


FIG. 4A

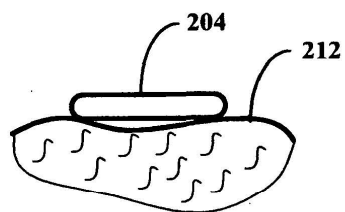


FIG. 4B

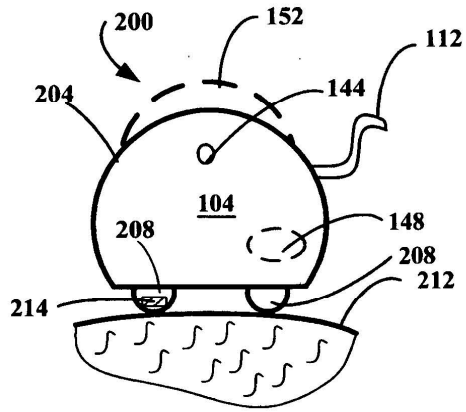


FIG. 2A

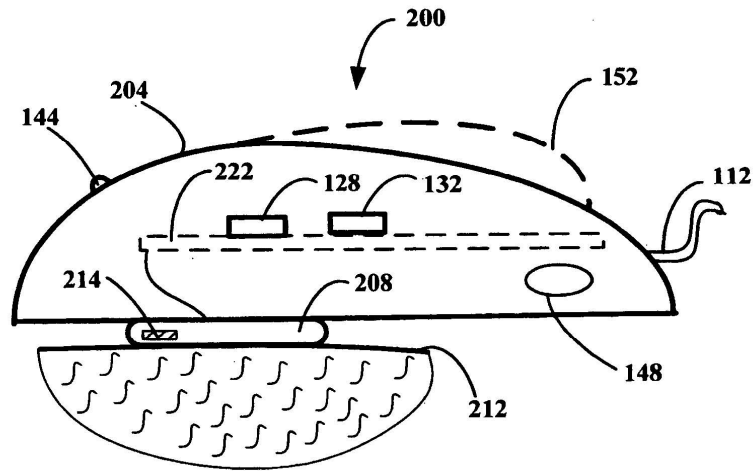


FIG. 2B

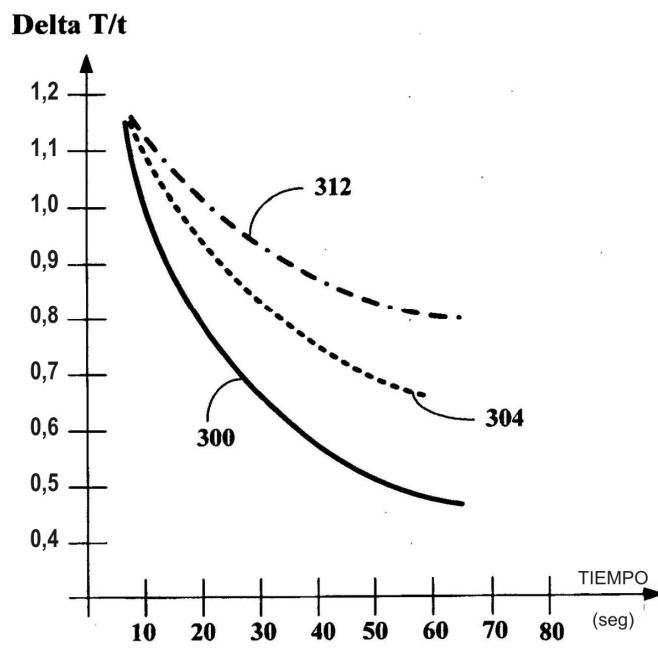
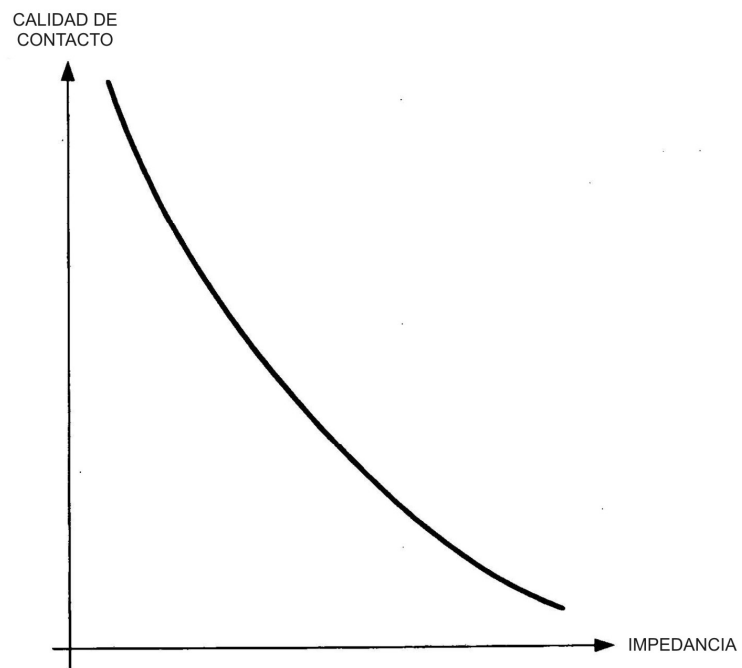


FIG. 3



**FIG. 5**

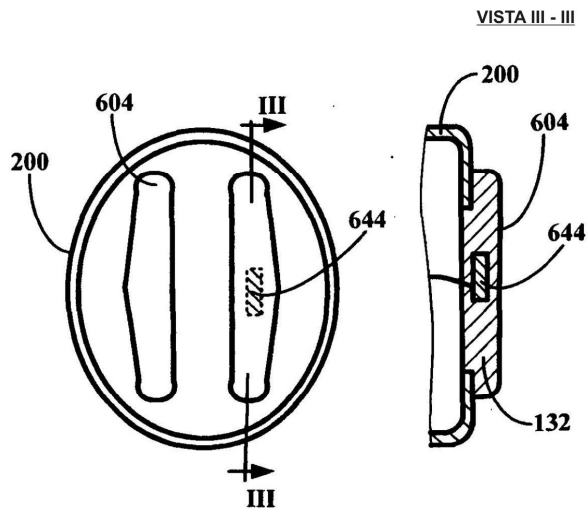


FIG. 6A

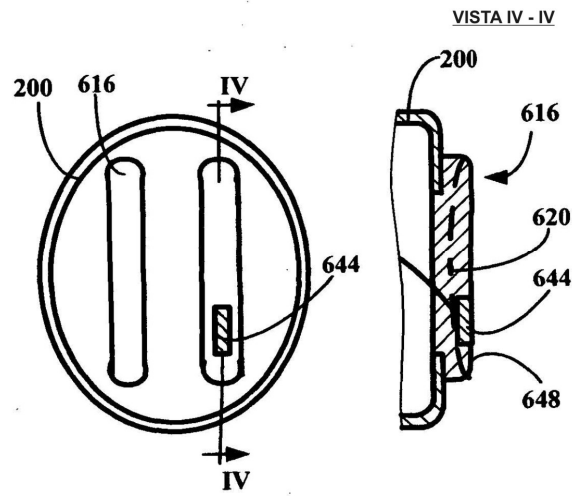
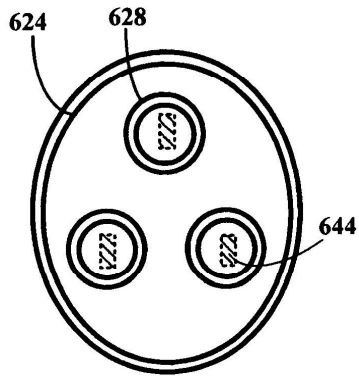
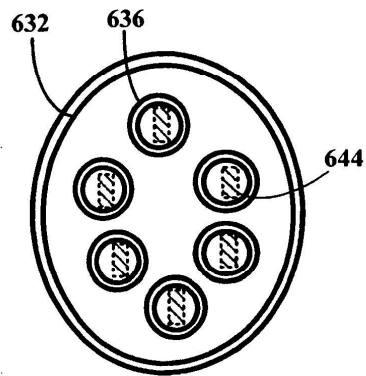


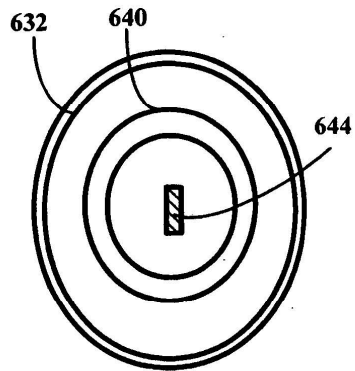
FIG. 6B



**FIG. 6C**



**FIG. 6D**



**FIG. 6E**

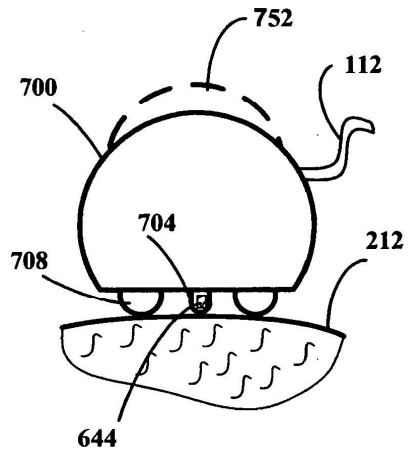


FIG. 7A

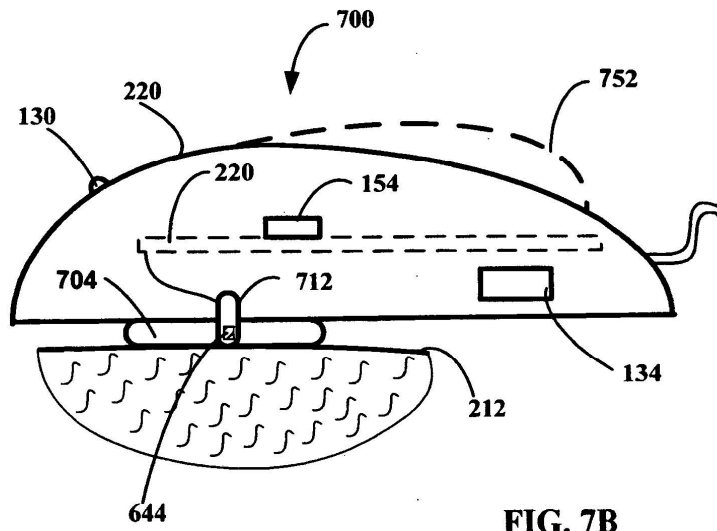


FIG. 7B



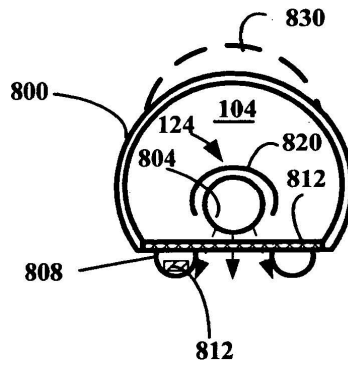


FIG. 8A

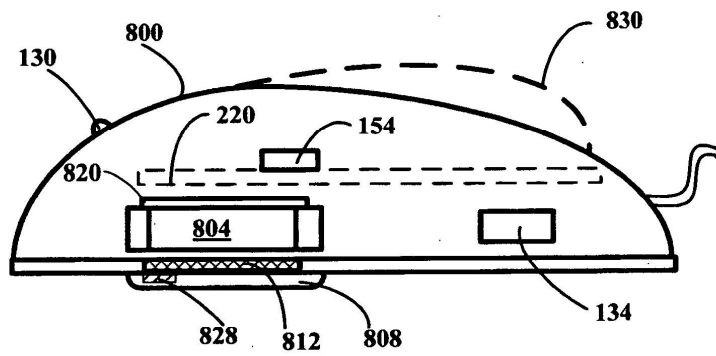


FIG. 8B

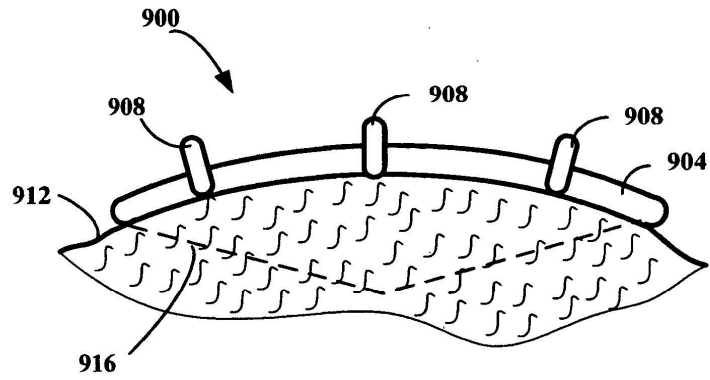


FIG. 9

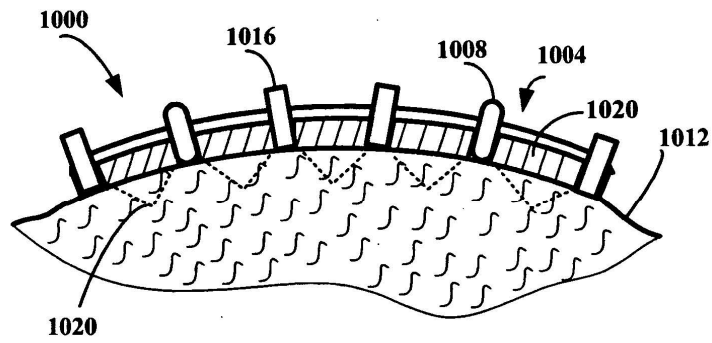


FIG. 10

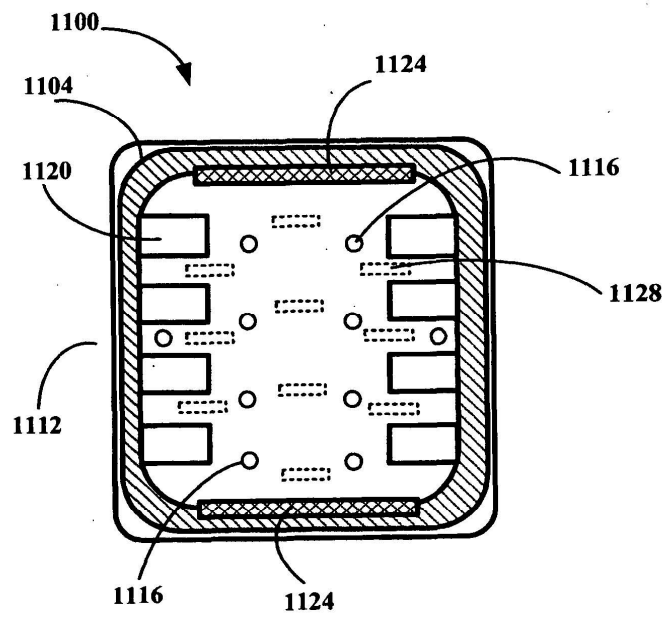
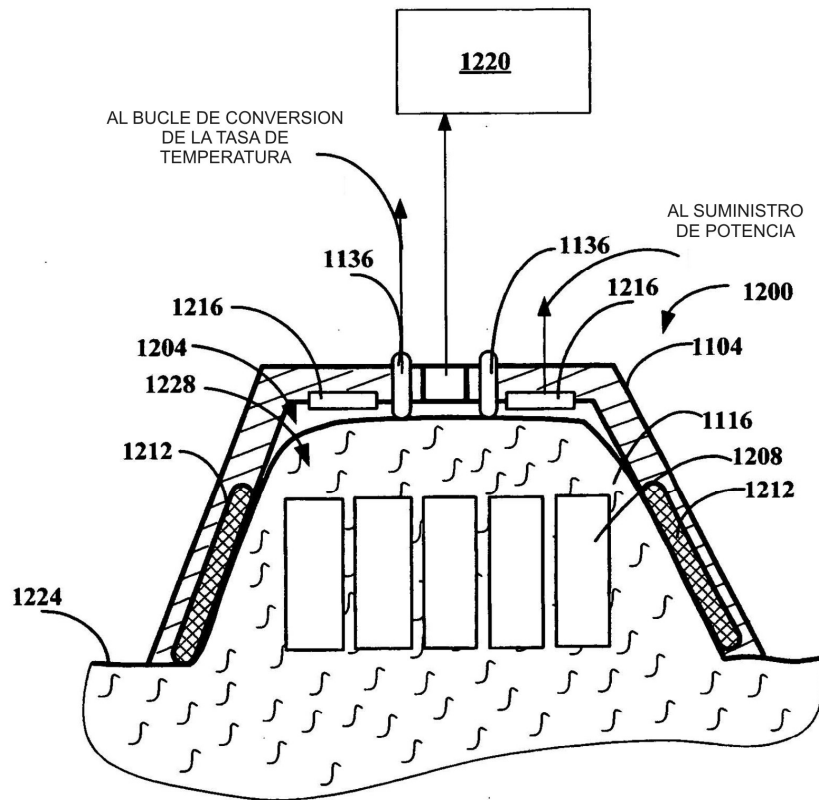


FIG. 11



**FIG. 12**